Simulation d'écoulements sanguins cérébraux en géométrie réaliste

Soyibou SY, IRMA - Université de Strasbourg

Stéphanie SALMON, Laboratoire de Mathématiques EA 4535-Université de Reims

Marcela SZOPOS, IRMA - Université de Strasbourg

L'objectif est ici de simuler l'écoulement sanguin dans tout le réseau cérébral (artériel et veineux) obtenu à partir d'angiographies cérébrales 3D fournies par diverses structures hospitalières (Hôpital Civil de Strasbourg, Hôpital Louis-Pasteur de Colmar). A l'aide de méthodes de segmentation basées sur des concepts d'analyse d'image discrète (morphologie mathématique, topologie discrète), on obtient des modèles vasculaires [1]. Le résultat de cette étape est la donnée d'ensembles de voxels représentant les vaisseaux. Ces modèles volumiques permettent d'obtenir un maillage des surfaces du réseau vasculaire à partir duquel il est nécessaire de générer un maillage volumique pour l'étape de simulation. Il convient de repérer les entrées-sorties et de les adapter aux conditions limites nécessaires à imposer dans le modèle mathématique qui régit l'écoulement. Le passage d'un modèle vasculaire volumique à un maillage de calcul est une étape qui soulève de nombreuses questions, nous effectuons cette transformation à l'aide de logiciels de recherche auxquels nous avons accès et d'autres que nous avons développés [2]. Le sang est considéré dans un premier temps comme étant un fluide newtonien et incompressible. On néglige les interactions fluide-structure qui pourraient être dues à la déformation des parois artérielles, car le réseau cérébral est très contraint. L'écoulement sanguin est alors simulé à l'aide de FreeFrem++ [1], en résolvant les équations de Stokes (stationnaires dans un premier temps), en formulation symétrisée :

$$\left\{\begin{array}{ll} -2\nu\,\mathrm{div}(\epsilon(\mathbf{u})) + \nabla p = \mathbf{f}, & \text{dans } \Omega \\ \mathrm{div}(\mathbf{u}) = 0, & \text{dans } \Omega \\ \mathbf{u} = \mathbf{u}_0, & \text{sur } \partial\Omega \end{array}\right.$$

avec Ω le domaine du fluide, ν la viscosité du fluide, $\mathbf{f}$ le vecteur des forces extérieures, $\mathbf{u}$ et p la vitesse et la pression du fluide, $\epsilon(\mathbf{u}) = \frac{1}{2}\Big(\nabla\mathbf{u} + (\nabla\mathbf{u})^T\Big)$ le tenseur de déformation et $\mathbf{u}_0$ la vitesse au bord. Nous menons une étude de l'influence de la géométrie et de celle des conditions limites à imposer dans des géométries simplifiées avant de travailler sur les maillages réalistes dont un exemple est donné ci-dessous, (163282 tétraèdres).

Références

[1] N. Passat, C. Ronse, J. Baruthio, J.-P. Armspach, C. Maillot, *Magnetic resonance angiography: From anatomical knowledge modeling to vessel segmentation*, Medical Image Analysis, 10(2):259-274 (2006).

[2] Olivier Génevaux, *Logiciel "Cutmesh"*, 2010.

Soyibou SY, Marcela SZOPOS, Institut de Recherche Mathématique Avancée, UMR 7501 CNRS/Université de Strasbourg, 7, rue René Descartes, F-67084 STRASBOURG Cedex
`sy@math.unistra.fr, szopos@math.unistra.fr`
Stéphanie SALMON, Laboratoire de Mathématiques EA 4535, Université de Reims, U.F.R. Sciences Exactes et Naturelles, Moulin de la Housse - BP 1039, 51687 REIMS cedex 2
`stephanie.salmon@univ-reims.fr`

[1] http://www.freefem.org